

(11)Publication number : 2000-229081
(43)Date of publication of application : 22.08.2000

A61B 8/00
G01S 7/539
G06T 1/00

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

(72)Inventor : HORIBA ISAO

57) Abstract:

Resolution: A probe 1 is driven by an ultrasonic transmitter-receiver part 2 to transmit ultrasonic waves into a subject, and the reflection signal thereof is received. At this time, the probe 1 is slid in the longitudinal direction to form time series ultrasonic waves, which are stored in cine memory 3 as a plurality of frames of time series. A characteristic point extraction part 6 removes low-frequency component and high-frequency component by a filter to remove the obstruction factor of characteristic point estimation. Further, power calculation, weighting, clustering, and correlation preprocessing are performed to determine the distribution peak position. An image connection part 7 deforms and adheres the images of the cine memory 3 so that the present image characteristic point group is conformed to the previous connected image characteristic point group. According to this, the influence of noise can be reduced.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2000-229081
(P2000-229081A)

(43) 公開日 平成12年 8 月22日 (2000. 8. 22)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
G 0 1 S 7/539		G 0 1 S 7/62	D 5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00		G 0 6 F 15/62	3 9 0 D 5 J 0 8 3

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願平11-32428

(22) 出願日 平成11年 2 月10日 (1999. 2. 10)

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番14号

(72) 発明者 堀場 勇夫

愛知県刈谷市東境町新林50- 2

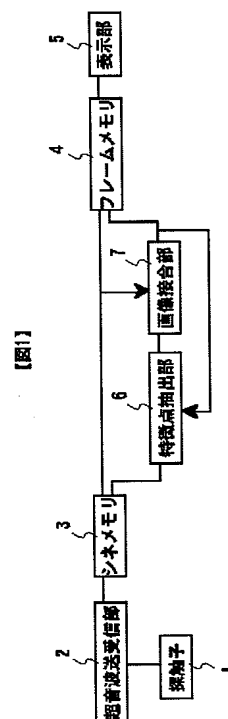
F ターム (参考) 4C301 AA02 BB05 BB19 CC01 DD01
EE07 JB28 JB43 JC06 JC14
KK13 LL03
5B057 AA07 BA05 CC01 CE02 CE06
CE10 DA07 DC05
5J083 AA02 AB17 AC18 AD01 AD04
AD08 AD13 AE08 BA01 BC01
BE10 BE12 BE53 BE58 CA12
EA14 EA27 EA28 EB03 EB05

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 ノイズやアーチファクトに影響されることが少なく、比較的小規模のハードの追加で時系列画像接合処理が可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 探触子を長軸方向に滑らせて取得した時系列の超音波画像から画像接合に十分な情報を持つ最も適した個所を各超音波画像から自動的に探し出し、これら特徴的な点を複数用いて画像を高精度に漸次接合する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 探触子を長軸方向に滑らせて取得した時系列の超音波画像から画像接合に十分な情報を持つ最も適した個所を各超音波画像から自動的に探し出し、これら特徴的な点を複数用いて画像を高精度に漸次接合することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明が属する技術分野】 本発明は、超音波を被検体内に送受信し該被検体の診断部位について超音波断層像或いは血流像を表示可能な装置において、探触子を長軸方向に滑らせて取得した時系列の超音波画像を接合して見かけの画角を拡大してみせる方法に関わり、特に画像の特徴点を抽出することで高精度の画像接合が行える超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 時系列の超音波動画像を接合して見かけの視野を拡大する技術として、例えば米国特許5,575,286に記載されている。これは、それぞれの時系列画像を複数の小さな処理領域に区切り、画像間相関を各小領域について求め、小領域群の動きベクトルを求め、これら動きベクトル群と過去に推定した画像の動きベクトルとから画像全体の動きを推定し、推定した画像の動きベクトルにしたがって画像を平行移動、回転させ画像を接合するものである。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 従来の技術では、画像全体、または一部の領域に対し均一な処理を行っているため、超音波装置に特有な音響ノイズやアーチファクトなどが断面の移動推定に影響を与えてしまい接合画像の品質が低下する。また、米国特許5,575,286に記載の方法だと画像全体の移動ベクトルを推定する際に小領域に分割した画像のそれぞれから推定した移動ベクトルすべてに対して信頼の度合いに応じた重み付けを複雑な処理手順によって行っており、演算ステップが膨大となっている。また、小領域の移動ベクトル推定を行うためのオプティカルフロー様の演算にも多くのステップがさらに必要となり、結果として実時間で処理を行うためには膨大な専用ハードが必要となる。

【0004】 そこで、本発明はこのような問題点に対処し、ノイズやアーチファクトに影響されることを極力低減し、比較的小規模のハードの追加で処理が可能な超音波診断装置を提供することである。

【0005】

【課題を解決するための手段】 上記目的を達成するために、画像の特徴点を推定するのを妨害する要因を除去するために画像の低周波成分と高周波成分を除去し、このフィルタ処理画像の正負値の扱いを簡単にしつつ局在する細かな分布変動を除去するためにパワーを求め、特徴点の分布位置をできるだけ探触子移動方向（通常は画面

の左右方向）に対しては中央、超音波ビーム方向（通常は画面の上下方向）に対しては離れた位置に偏らせるためにパワーに対して重み付けを行い、以降の処理対象とする特徴点を選択するために重み付けを行ったパワーに対してクラスタリングを行い、次段の画像相関結果をより効果的なものとし以降の演算を簡便にするためにクラスタリングによって選択した代表的な特徴点群に対して分布関数を当てはめ、特徴点の対応関係を推定するために直前までの画像によって合成した接合画像の空間周波数成分をバンドパスしたものと現在の画像をバンドパスしたものと相互相関を求め、直前の接合画像上の対応する特徴点を知るためにこの相関結果から複数の分布ピーク位置を求め、最新の接合画像にするために現在の画像の特徴点群と直前の接合画像の特徴点群が一致するように現在の画像を変形させて直前の接合画像に接着することを特徴とする。

【0006】

【発明の実施の形態】 以下、本発明の実施形態を添付図面に基づいて詳細に説明する。図1は本発明による超音波診断装置の実施形態を示すブロック図である。この超音波診断装置は、超音波を被検体内に送受信し該被検体の診断部位について超音波断層像或いは血流像を表示するもので、図1に示すように探触子1と、超音波送受信部2と、シネメモリ3と、フレームメモリ4と、画像表示部5とを有し、さらに特徴点抽出部6と、画像接合部7とを備えて成る。

【0007】 上記探触子1は、機械的または電子的にビーム操作を行って被検体内に超音波を送受信するもので、図示省略したがその内部には超音波の発生源であると共に生体内からの反射エコーを受信する一つまたは複数の振動子を有している。

【0008】 超音波送受信部2は、上記探触子1を駆動して超音波を発生させると共に受信した反射エコーの信号を処理するもので、探触子1から被検体内へ送信する超音波ビームを形成するための公知の送波パルサ及び送波遅延回路と、上記探触子1の各振動子で受信した反射エコー信号を増幅する受信増幅器と、増幅した受信信号の位相をそろえて加算する整相加算回路とを有している。

【0009】 シネメモリ3は、超音波送受信部2からの信号を時系列に複数フレーム記憶するもので、フレーム情報を貯えるためのメモリを有している。

【0010】 フレームメモリ4は、シネメモリ3からのフレーム情報を超音波ビームの走査線毎に書き込んで画像データを形成するもので、アフィン変換回路と画像データ記憶用メモリとカラー情報を重ねて表示部5に出力するためのオーバーレイ回路を有する。

【0011】 表示部5は、フレームメモリ4からの信号を画像として表示するもので、例えばBモード断層像のテレビ信号を入力して表示するテレビモニタからなる。

【0012】特徴点抽出部6は、上記シネメモリに記録される時系列データと画像接合部7によって作り出した接合画像とから互いに対応し合う特徴点を探し出すものである。

【0013】画像接合部7は、上記特徴点抽出部6で探し出した特徴点同士が一致するようにシネメモリの情報を変形し直前に自身で作成した接合画像に接着するもので、まず、シネメモリ3から特徴点抽出部6によって求めた2点の特徴点間の距離と画像接合部7から特徴点抽出部6によって求めた2点の特徴点間の距離との比によってシネメモリからの画像の幅と高さを伸縮する。次に、接合境界を2点の特徴点上を通る直線とする。さらに、上記の境界上でテーパリング処理を行い、滑らかな輝度変化で接合する。

【0014】図2によってさらに詳しく特徴点抽出部6の実施形態を説明する。特徴点抽出部6は図示したように第1のフィルタ部8と、パワー算出部9と、重み付け部10と、クラスタリング部11と相関前処理部12と相互相関部13と対応点算出部14と、第2のフィルタ部15とを備えて成る。

【0015】第1のフィルタ部8は、シネメモリ3からの画像の空間周波数を選択的に通過させるもので、本発明では図9に示すように空間周波数0を中心に同心円上の通過域を持った特性にする。図10に通過域の詳細を示す。本発明ではナイキスト周波数を π とすると低域のカットオフ周波数を $\pi/16$ 付近とし高域のカットオフ周波数を $\pi/4 \sim \pi/2$ とするバンドパスフィルタにする。

【0016】パワー算出部9は、第1のフィルタ部8からの画像のパワーを求めるもので、図3に示したように注目点 $O(x, y)$ から半径 r 内の全ての点 $P(x, y)$ の2乗和を求めて点 O のパワー値とする演算をすべての (x, y) について行うものである。

【0017】重み付け部10は、パワー算出部9からのパワー分布に対してあらかじめ決めておいた重みをかけるもので、この重みを本発明では図4に例示したように探触子移動方向（通常は画面の左右方向）に対しては重みが中央ほど大きくなるような値とし、超音波ビーム方向（通常は画面の上下方向）に対しては重みが中央ほど低くなるような値とする。

【0018】クラスタリング部11は、重み付け部10からのパワー分布から二つのピーク位置とピーク位置の成分値を探し出すもので、本発明では図5に示すように最も大きなピークのある位置 $(x1, y1)$ とこの成分値 $Q1$ を1番、さらに、次に大きなピークを持つ位置 $(x2, y2)$ とその成分値 $Q2$ を2番として探し出す。複数のピークのある2次元分布からピーク位置を分離、認識するには公知の伝播処理などを実装する。

【0019】相関前処理部12は、クラスタリング部11で求めた二つのピーク位置と成分値に対して重み関数

を当てはめるもので、この重み関数を第1のフィルタ部8の出力に乗ずることによって画像の局所領域を切り出すと共に、これに伴い発生するトラランケーション・エラーを軽減することができる。図6に例示したのは2つのピーク位置 $(x1, y1)$ 、 $(x2, y2)$ のそれぞれを中心としてピーク成分値 $Q1$ と $Q2$ を持つ3 σ のガウス分布となるように重み関数を当てはめた様子である。図6にはガウス分布によるものを示したが、ハミング、ハンニング、ブラックマン・ハリスなど他の分布関数を用いてもよい。

【0020】相互相関部13は、相関前処理部12からの重み分布と第2のフィルタ部15からの画像との間で相関を算出するものである。

【0021】対応点算出部14は相互相関部13からの相関分布から二つのピーク位置とピーク位置の成分値を探し出すもので、上記クラスタリング部11と同様の演算を行うものである。図7に示したのは、演算の結果2つのピーク位置 $(x3, y3)$ 、 $(x4, y4)$ とこれらのピーク位置の成分値 $Q3$ 、 $Q4$ が求まった様子である。

【0022】第2のフィルタ部15は、画像接合部7からの接合画像に対して空間周波数を選択的に通過させるもので、上記第1のフィルタ部8と同様の処理を行うものである。

【0023】ここで、全体の動作について図1と図2を用いて説明する。まず、超音波送受信部2によって探触子1を駆動して超音波を発生させる。探触子1は、機械的または電子的にビーム操作を行って被検体内に超音波を送信する。被検体内から反射して探触子1に戻ってきた受信信号は、超音波送受信部2によって増幅され、増幅した受信信号の位相をそろえて加算する。この加算した信号をシネメモリ3によって時系列に複数フレーム記憶したものは、本発明ではフレームメモリ4に送ると同時に画像の接合に適した特徴点を選び出すための特徴点抽出部6に送る。

【0024】この特徴点抽出部6では、図2に示すように、まず、画像の特徴点を推定するのを妨害する要因を除去するために画像の空間周波数の低周波成分と高周波成分を第1のフィルタ部8によって除去し、このフィルタ処理画像の正負値の扱いを簡単にしつつ局在する細かな分布変動を除去するためにパワーをパワー算出部9によって求め、特徴点の分布位置をできるだけ探触子移動方向（通常は画面の左右方向）に対しては中央、超音波ビーム方向（通常は画面の上下方向）に対しては離れた位置に偏らせるために、パワーに対して重み付けを重み付け部10によって行う。

【0025】以降の処理対象とする特徴点を選択するために重み付けを行ったパワーに対してクラスタリングをクラスタリング部11によって行い、次段の画像相関結果をより効果的なものとし以降の演算を簡便にするためにクラスタリングによって選択した代表的な特徴点群に対して分布関数を相関前処理部12によって当てはめ、

特徴点の対応関係を推定するために直前までの画像によって合成した接合画像の空間周波数成分を第2のフィルタ部15によってバンドパスしたものと現在の画像を第1のフィルタ部8によってバンドパスしたものと相互相関を相互相関部13によって求める。

【0026】そして、直前の接合画像上の対応する特徴点を知るためにこの相関結果から複数の分布ピーク位置を対応点算出部14によって求め、最新の接合画像にするために画像接合部7によって現在の画像の特徴点群と直前の接合画像の特徴点群が一致するようにシネメモリ3からの現在の画像を変形させて画像接合部7自身で接合した直前の接合画像に接着する。ここで、最新の接合画像をフレームメモリ4に送り超音波ビームの走査線毎に書き込んで画像データを形成する。最後に、フレームメモリ4からの画像信号を表示部5に送ることによって接合画像が表示できる。

【0027】

【発明の効果】本発明によれば、画像の特徴的な部位によって人体断面の移動を推定するので、接合に最も適した画像部分を選択的に処理することが可能であるため移動推定誤差を極力小さくでき、画像ノイズやアーチファクトに対して堅牢な推定を行う事ができ、特徴点同士を一致させるように画像を変形させることができるので断層像のゆがみを補正しつつ正しい接合画像を得ることができ、画像接合部をテーパリングによって滑らかに接合できるので接合による不自然な画質の変化が無い接合画像を得ることができ、処理対象を早い段階で特徴部位に限ることができるために演算を高速化しやすく、高品質の接合画像を得ることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による超音波診断装置の実施の形態を示す全体ブロック図である。

【図2】図1における特徴点抽出部の詳細を示すブロッ

*ク図である。

【図3】図2におけるパワー算出部の詳細を示す説明図である。

【図4】図2における重み付け部の詳細を示す説明図である。

【図5】図2におけるクラスタリング部の詳細を示す説明図である。

【図6】図2における相関前処理部の詳細を示す説明図である。

10 【図7】図2における対応点算出部の詳細を示す説明図である。

【図8】従来の超音波診断装置の実施の形態を示すブロック図である。

【図9】図2における第1のフィルタ部の詳細を示す説明図である。

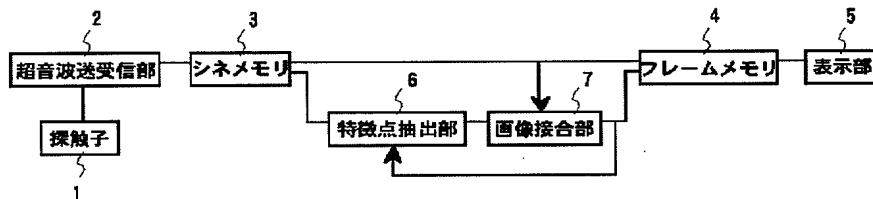
【図10】図9における空間周波数特性の詳細を示す説明図である。

【符号の説明】

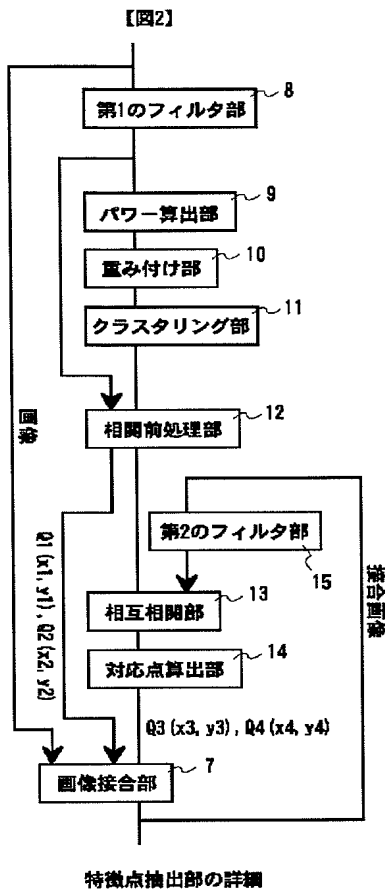
- 1…探触子
- 2…超音波送受信部
- 3…シネメモリ
- 4…フレームメモリ
- 5…表示部
- 6…特徴点抽出部
- 7…画像接合部
- 8…第1のフィルタ部
- 9…パワー算出部
- 10…重み付け部
- 11…クラスタリング部
- 12…相関前処理部
- 13…相互相関部
- 14…対応点算出部
- 15…第2のフィルタ部

【図1】

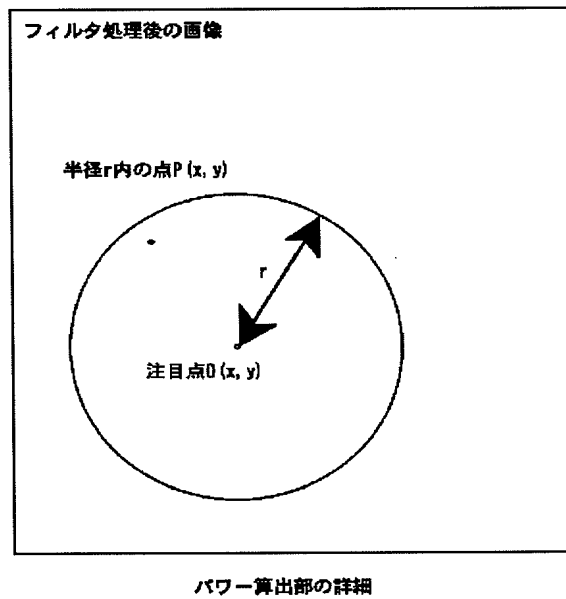
【図1】



【図2】

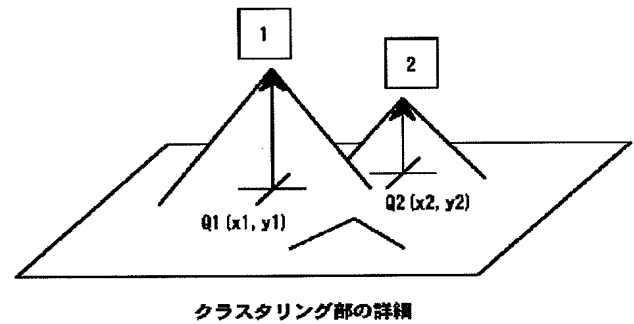


【図3】



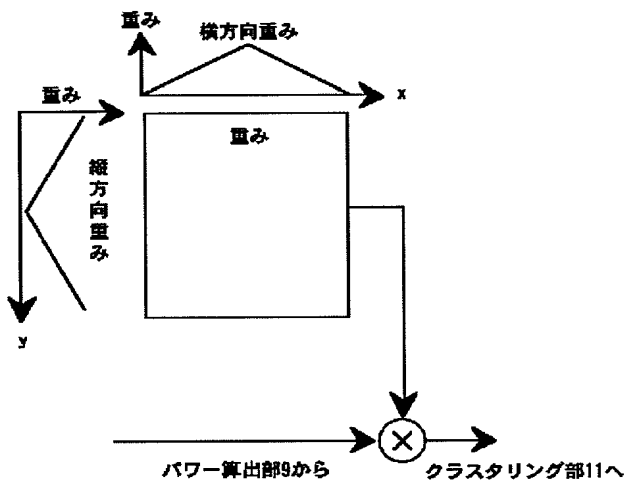
【図5】

【図5】



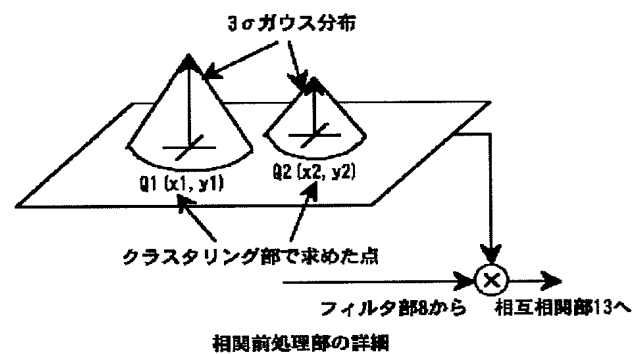
【図4】

【図4】

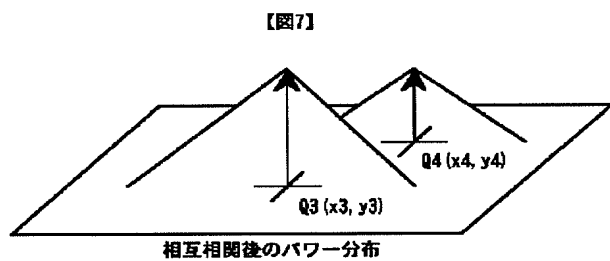


【図6】

【図6】

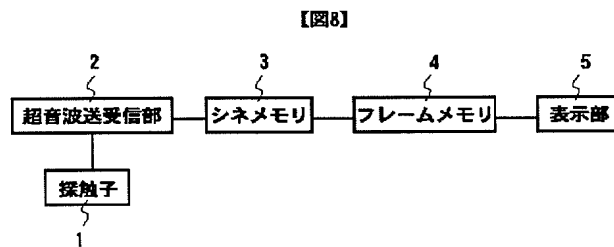


【図7】

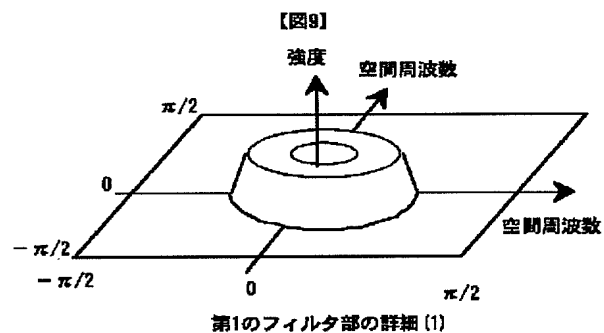


対応点算出部の詳細

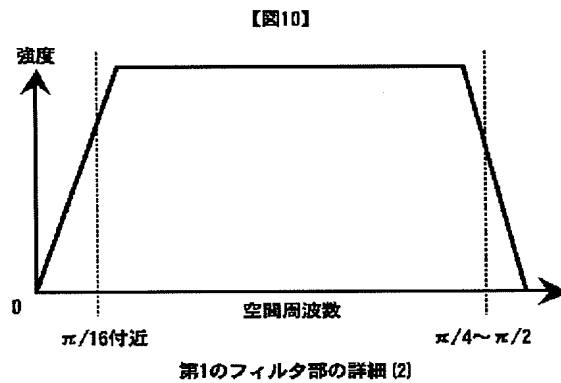
【図8】



【図9】



【図10】



【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載

【部門区分】第1部門第2区分

【発行日】平成18年4月27日(2006.4.27)

【公開番号】特開2000-229081(P2000-229081A)

【公開日】平成12年8月22日(2000.8.22)

【出願番号】特願平11-32428

【国際特許分類】

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

G 0 1 S 7/539 (2006.01)

G 0 6 T 1/00 (2006.01)

【F I】

A 6 1 B 8/00

G 0 1 S 7/62 D

G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

【手続補正書】

【提出日】平成18年2月8日(2006.2.8)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】特許請求の範囲

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波探触子と、前記超音波探触子に超音波を発生させて反射超音波を受信する超音波送受信手段と、前記超音波送受信手段からの信号を時系列に複数フレーム記憶するシネメモリと、前記シネメモリからのフレーム情報を画像データに形成させるフレームメモリと、前記画像データに基づいて超音波画像を表示させる表示手段とを備えた超音波診断装置において、

前記超音波探触子を前記被検体に対して長軸方向へ滑らせて取得した第1画像と第2画像から互いに対応しあう特徴点を抽出する特徴点抽出部と、前記特徴点抽出部によって抽出された第1画像と第2画像の特徴点に基づいて前記第1画像に前記第2画像を接合させる画像接合手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記画像接合手段は、前記第1画像と前記特徴点同士が一致するよう第2画像を伸縮させ、前記第1画像に前記第2画像を接合させることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記第1画像は、過去に接合した接合画像であることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0003

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

従来の技術では、画像全体、または一部の領域に対し均一な処理を行っているため、超音波装置に特有な音響ノイズやアーチファクトなどが断面の移動推定に影響を与えてしまい接合画像の品質が低下する。また、米国特許5,575,286に記載の方法だと画像全体の移動ベクトルを推定する際に小領域に分割した画像のそれぞれから推定した移動ベクトルすべてに対して信頼の度合いに応じた重み付けを複雑な処理手順によって行っており、演算ステップが膨大となっている。また、小領域の移動ベクトル推定を行うためのオプティカルフロー用の演算にも多くのステップがさらに必要となり、結果として実時間で処理を行うためには膨大な専用ハードが必要となる。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0005

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0005】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、超音波探触子と、前記超音波探触子に超音波を発生させて反射信号を受信する超音波送受信手段と、前記超音波送受信手段からの信号を時系列に複数フレーム記憶するシネメモリと、前記シネメモリからのフレーム情報を画像データに形成させるフレームメモリと、前記画像データに基づいて超音波画像を表示させる表示手段とを備えた超音波診断装置において、前記超音波探触子を前記被検体に対して長軸方向へ滑らせて取得した第1画像と第2画像から互いに対応しあう特徴点を抽出する特徴点抽出部と、前記特徴点抽出部によって抽出された第1画像と第2画像の特徴点に基づいて前記第1画像に前記第2画像を接合させる画像接合手段とを備えた。

前記画像接合手段は、前記第1画像と前記特徴点同士が一致するよう第2画像を伸縮させ、前記第1画像に前記第2画像を接合させる。また、前記第1画像は、過去に接合した接合画像である。